

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re U.S. Patent Application of)
MAKI et al.)
Application Number: To be Assigned)
Filed: Concurrently Herewith)
For: LIVING BODY LIGHT MEASURING DEVICE)
ATTORNEY DOCKET NO. HITA.0498)

Honorable Assistant Commissioner
for Patents
Washington, D.C. 20231

**REQUEST FOR PRIORITY
UNDER 35 U.S.C. § 119
AND THE INTERNATIONAL CONVENTION**

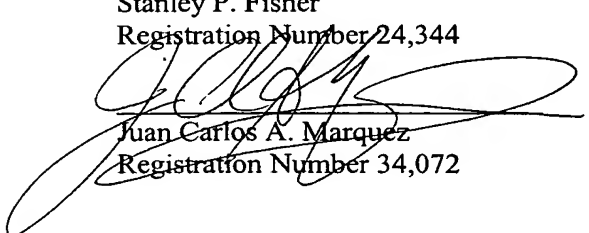
Sir:

In the matter of the above-captioned application for a United States patent, notice is hereby given that the Applicant claims the priority date of February 28, 2003, the filing date of the corresponding Japanese patent application 2003-052600

A certified copy of Japanese patent application 2003-052600 is being submitted herewith. Acknowledgment of receipt of the certified copy is respectfully requested in due course.

Respectfully submitted,

Stanley P. Fisher
Registration Number 24,344


Juan Carlos A. Marquez
Registration Number 34,072

REED SMITH LLP
3110 Fairview Park Drive
Suite 1400
Falls Church, Virginia 22042
(703) 641-4200
January 23, 2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 2 月 2 8 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 0 5 2 6 0 0
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 0 5 2 6 0 0]

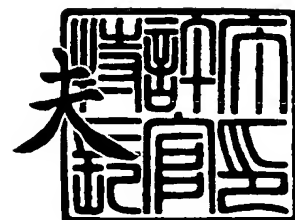
出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立製作所
 株式会社日立メディコ



2 0 0 3 年 9 月 2 6 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



【書類名】 特許願

【整理番号】 NT03P0094

【提出日】 平成15年 2月28日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/145

【発明者】

【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地 株式会社日立製作所基礎研究所内

【氏名】 牧 敦

【発明者】

【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地 株式会社日立製作所基礎研究所内

【氏名】 山本 剛

【特許出願人】

【識別番号】 000005108

【氏名又は名称】 株式会社日立製作所

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100068504

【弁理士】

【氏名又は名称】 小川 勝男

【電話番号】 03-3661-0071

【選任した代理人】

【識別番号】 100086656

【弁理士】

【氏名又は名称】 田中 恭助

【電話番号】 03-3661-0071

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 081423

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 生体光計測装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体である生体に光を照射するための光照射手段および該光照射手段により照射された光が生体内部を通過して得られる生体通過光を集光して検出する集光検出手段を有する生体光計測装置において、前記被検体に刺激を断続的に与えるとともに、前記検出された生体通過光に前記被検体の体動に伴う雑音を含むことが検出されたとき検出された生体通過光の任意の期間の信号を信号処理から除外することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 2】

被検体である生体に光を照射するための光照射手段および該光照射手段により照射された光が生体内部を通過して得られる生体通過光を集光して検出する集光検出手段を有する生体光計測装置において、前記被検体に刺激を断続的に与えるとともに、前記検出された生体通過光の前記被検体の体動に伴う雑音に基づき、あらかじめプログラムされた被検体に与える刺激回数を変更することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 3】

被検体である生体に光を照射するための光照射手段および該光照射手段により照射された光が生体内部を通過して得られる生体通過光を集光して検出する集光検出手段を有する生体光計測装置において、前記被検体に刺激を断続的に与えるとともに、前記検出された生体通過光の前記被検体の体動に伴う雑音に基づき、あらかじめプログラムされた被検体に与える刺激時間を変更することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 4】

前記計測された信号の所定の周波数帯域を通過させる帯域通過フィルターを設けるとともに、前記帯域通過フィルターの周波数帯域を設定する任意のパラメータを入力するための表示画面を有し、該表示画面には帯域通過フィルターの帯域を決定する際に同時に信号の周波数特性も表示することを特徴とする請求項 1 -

3 のいずれかに記載された生体光計測装置。

【請求項 5】

請求項 4 の生体光計測装置において、前記表示画面に時間領域の信号を同時に表示することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 6】

請求項 5 の生体光計測装置において、前記表示画面に入力したパラメータ値と時間領域の信号の表示が実時間で連動していることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 7】

前記計測された信号の単位時間内のヘモグロビン濃度変化量またはヘモグロビン濃度変化に相当する値の時間領域での任意時間間隔の変化量から、計測された信号が持つ体動に伴う雑音レベルを判定することを特徴とする請求項 1-6 のいずれかに記載された生体光計測装置。

【請求項 8】

請求項 7 において、前記計測された信号が持つ体動に伴う雑音レベルを判定するための基準値とその基準値の特性を表すグラフとその特性の統計量を表示する表示画面を備えることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項 9】

請求項 7 において、前記計測された信号が持つ体動に伴う雑音レベルを判定するための基準値を設定する表示画面と、該基準値を実時間で反映する時間領域の信号グラフを表示する表示画面を備えることを特徴とする生体光計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は人の脳機能が無侵襲的に計測する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

これまで、人の脳機能を計測する方法として、光を用いた方法で、大脳皮質の活動を計測する手法があった。

【0003】

光を用いた生体計測では、可視から近赤外の光を用いた生体機能を計測する装置が、例えば特許文献1あるいは特許文献2で開示されている。さらに、本計測原理を応用し、脳機能の画像計測技術に関する発明が特許文献3に開示されている。

【0004】

これらは、光ファイバー等で代表されるような光導波手段を用い、生体に光を照射し数mmから数cm離れた位置において生体内部で散乱されながら透過してきた光、以下、生体通過光と略す、を集光し計測する。計測された生体通過光の強度より、酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビン等で代表されるような生体内部の光吸収物質濃度あるいは濃度に相当する値を求める。光吸収物質濃度あるいは濃度に相当する値を求める際には、照射した光の波長に対応した、目的とする光吸収物質の光吸収特性を用いる。一般的に、生体表面から生体深部を計測する場合には、生体透過性の高い650nmから1300nmの範囲内にある波長の光を用いる。

【0005】**【特許文献1】**

特開昭57-115232号公報

【特許文献2】

特開昭63-275323号公報

【特許文献3】

特開平9-98972号公報

【0006】**【発明が解決しようとする課題】**

これまで、前記生体通過光を用いる方法で大脳皮質の活動に伴う高次機能を計測する際には、被験者は静止していなければ計測された信号は体動に伴う多大な雑音レベルを持つものとなり、信号の解析が困難であった。健常な成人などが被験者になる場合には静止させることはさほど困難ではないが、乳幼児や老人などが被験者になる場合には意識的に静止できない場合が多い。従って、被験者が動

いた場合の計測方法および信号処理方法の開発は、光計測方法が誰に対しても使用できるようになるためには重要な課題である。

【0007】

この課題を解決すれば、乳幼児などの脳機能計測が可能となり、乳幼児期に高次機能の障害を早期発見することが可能となる。高次機能の障害は、例えば言語の場合には、言葉がでてくる2-3歳ごろになって発見されることが多い。こういった場合、言語獲得が通常より遅滞し、その遅滞を取り戻すのに多大な労力を要する。

【0008】

したがって、早期に高次脳機能の障害を計測できる方法または装置の開発は、社会的な要望が大きく、解決すべき課題である。

【0009】

【課題を解決するための手段】

被験者に対して言語・聴覚刺激を与え、光を用いる計測方法を用いて、乳幼児の高次機能障害の有無を計測する。その際、計測信号から体動による雑音を自動的に検知して除去する。

【0010】

体動による雑音は、パルス状の雑音であるため、周波数領域では広い帯域を有している。そのため、単純な周波数フィルターで除去することは難しい。従って、時間領域で任意時間間隔の変化量を演算して求め、その変化量から体動成分すなわち、得られたデータの体動雑音成分を自動判定する。

【0011】

また、通常、脳機能の計測においては、その変化を統計的に評価することが多く、その統計精度を確保するために同一被験者に対して同じ刺激を複数回与える。さらに、他の被験者と比較する際には、統計量を同じ尺度で評価するために、全被験者に対して同数の刺激回数が与えられていることが望ましい。本発明においては、この課題に対しても、実時間で体動雑音を判定し、刺激回数にフィードバックをかけることで解決した。

【0012】

【発明の実施の形態】**(実施例 1)**

本発明の実施例 1 の装置構成について図 1 を参照して説明する。

【0013】

乳幼児 11 がベッドなどに安静に横たわっている状態で計測を行う。乳幼児 11 の頭部には複数の光ファイバー 12 が装着されている。光ファイバーは、それぞれ光源からの光を頭皮上から照射する照射用光ファイバ 12₁（光照射手段）と、生体内部を通過してきた散乱光を集光して検出器に導波する集光用光ファイバ 12₂（集光検出手段）があり、各組み合わせで一定の面積の領域を計測する。ここでは、照射用光ファイバー 12₁と集光用光ファイバー 12₂とを離した状態で模式的に示したが、これは、一定の面積の領域に交互に分散させて配列されるのが普通である。この一例を図 2 に示す。図 2 において、S は照射用光ファイバー 12₁の位置に、D は集光用光ファイバー 12₂の位置にそれぞれ対応する。このように配列すると、照射用光ファイバー 12₁S と集光用光ファイバー 12₂D との間に挟まれた一点鎖線で囲って示す領域の生体内部を通過してきた散乱光が集光用光ファイバー 12₂を通して検出される。通常照射される光は、生体透過性の高い 800 nm 近傍の近赤外光である。この近赤外光の生体内部で吸収される値から、ヘモグロビン（Hb）の濃度変化に相当する量を計測することができる。ここで、濃度とは単位組織中の Hb 分子量を指す。Hb には、酸素を運ぶ酸素化oxy-Hb と酸素が離れた脱酸素化deoxy-Hb があるため、それぞれを分離して計測する場合にはそれぞれに適切な 2 波長を選択して計測する。ここで、oxy-Hb 濃度変化と deoxy-Hb 濃度変化の総和である総 Hb（total-Hb）濃度変化は血液量変化に相当する。

【0014】

成人の脳機能の活動と血液量変化および oxy-Hb 濃度変化および deoxy-Hb 濃度変化、以下これらを総称して血行動態変化と言う、には密接な関係がある事が知られている。脳機能の活動が起こるとその機能を担う脳内局所領域で代謝が亢進し、その領域に酸素を送るため局所的に血液量や oxy-Hb 濃度が増加し、deoxy-Hb 濃度が減少するからである。従って、血液量変化お

よび $oxy-Hb$ 濃度変化および $deoxy-Hb$ 濃度変化を計測することによって成人の脳機能の活動を知ることができる。これまで、近赤外光を使った方法で、成人の脳機能活動を計測あるいは画像化が可能（特許文献1参照）であることは知られてきた。

【0015】

しかし、新生児や乳幼児の脳活動に伴う血行動態変化は、麻酔などをかけずに計測する方法が無かった。そのため、乳幼児の脳活動と血行動態変化との関係は未知である。勿論、脳活動そのものも未知である。実施例1のように光を用いた方法では、光ファイバー12を頭部に装着するだけなので、原理的に麻酔などをかけずに計測することが可能である。

【0016】

生体光計測装置13は、この近赤外光を使った計測装置で、光ファイバー12が複数接続されており、各ファイバー12に対応して光源や光検出器等が内蔵されている。生体光計測装置13は、集光用光ファイバー12₂から得られた信号を処理して、生体内の血行動態変化の時系列処理や画像化などを行い、表示装置14に表示するため、図示しないがA/D変換器、メモリーおよびCPUと必要なプログラムを実装した信号処理装置を備える。

【0017】

刺激制御装置15は、乳幼児に与える刺激を制御する装置である。この刺激制御装置15には、刺激用の音・音声・言語データが、アナログまたはデジタルデータとして複数記録されている。この、音・音声・言語データを任意のタイミングで送信し、信号増幅器16で増幅し、1つ以上のスピーカー17で音・音声・言語を流し、乳幼児11に聞かせる。音・音声・言語が出されたタイミングおよび時間および時刻と選択された音・音声・言語の種類は生体光計測装置13に記録される。また、逆にタイミングや刺激として出す音・音声・言語の種類は生体光計測装置13で指示し、刺激制御装置15で指示にあわせて記録されている音・音声・言語から選択して信号として出してもかまわない。即ち、生体光計測装置13と刺激制御装置15が同期していることが重要である。

【0018】

スピーカー 17 から出た音・音声・言語に伴い、乳幼児 11 の言語／聴覚機能は活動するため、脳内の血行動態変化が起こる。集光用光ファイバー 122 から得られた信号がその血行動態変化として生体光計測装置 13 で記録される。計測中に、刺激制御装置 15 から乳幼児に与える刺激の情報および計測信号を表示装置 14 に表示し、また、全計測終了後に生体光計測装置 13 で信号処理を行い、その結果を表示装置 14 に表示する。

【0019】

図 1 に示した、生体光計測装置 13 によって計測された信号に対し適切な信号処理を行うことにより、体動に起因する雑音を除去することが出来る。

【0020】

まず、図 3 を用いて計測された信号の信号処理フローを説明する。この信号処理フローは、計測終了後のポストプロセスとしても、あるいは、計測しながらのリアルタイム処理としても使用することができる。

【0021】

[処理 1]：メモリーから計測データを読み込む。集光用光ファイバー 122 から得られる信号は光の強弱のアナログデータであるから、生体光計測装置 13 内の A/D 変換器により、所定のサンプリングピリオドでデジタル信号に置き換えられて、生体光計測装置 13 内のメモリーに保存される。この保存されたデータを、所定の時間単位で読み出す。

【0022】

[処理 2]：ヘモグロビン (Hb) の濃度変化 $\Delta C(t)$ を導出する。最初の刺激提示時刻から前の T1 秒間の平均値をベースラインとして、 $\Delta C(t)$ を導出する。ここで、 ΔC は、式 (1) で表される $\Delta C_{oxy}(t)$ 、 $\Delta C_{deoxy}(t)$ と、式 (2) で表される $\Delta C_{total}(t)$ を指す。

【0023】

【数 1】

$$\begin{bmatrix} \Delta C_{oxy}(t) \\ \Delta C_{deoxy}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \epsilon_{oxy}^{\lambda 1} & \epsilon_{deoxy}^{\lambda 1} \\ \epsilon_{oxy}^{\lambda 2} & \epsilon_{deoxy}^{\lambda 2} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\log_e \frac{T^{\lambda 1}(t)}{T_f^{\lambda 1}(t)} \\ -\log_e \frac{T^{\lambda 2}(t)}{T_f^{\lambda 2}(t)} \end{bmatrix} \quad \text{----- (1)}$$

【数 2】

$$\Delta C_{total}(t) = \Delta C_{deoxy}(t) + \Delta C_{oxy}(t) \quad \text{----- (2)}$$

ここで、 T^λ は波長 λ の透過率、 t は時間、 oxy は酸素化Hb、 $deoxy$ は脱酸素化Hb、 $total$ は総Hbを、 ϵ_{oxy}^λ は波長 λ における酸素化Hbの分子吸光係数を、 ϵ_{deoxy}^λ は波長 λ における脱酸素化Hbの分子吸光係数を指す。また、前述したベースラインは(式)3で表される。

【0024】

【数 3】

$$T_f^\lambda(t) = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N T_t^\lambda = \text{const} \quad \text{----- (3)}$$

ここで、 N は最初の刺激提示時刻より前の T_1 秒間にサンプルされた計測点数である。 T_1 秒間については、任意に設定することが出来るが、本発明の効果を検証した計測では、サンプリングピリオド 100ms で計測し、 T_1 を5秒間としたので、 $N=50$ となる。

【0025】

実時間処理を行う場合には、このHbデータは計測に応じて刻々と変化して表

示装置 14 に表示される。

【0026】

集光用光ファイバー 12₂から得られる信号の通過周波数帯域の値は、自動的に適応フィルターを演算して計算して求める、あるいは、あらかじめ設定されたフィルター値を用いることができるが、それらの値を操作者が任意に設定したい場合には、得られた $\Delta C(t)$ をフーリエ変換、ウェーブレット変換、または、コンボリューション法により処理し、後述する図4に例示するような周波数特性設定画面を利用して、帯域通過フィルター値を任意に決定する。被験者により、低周波雑音および心拍（新生児心拍は1.5～2.2 Hz程度、成人心拍は約1 Hz）は異なるため、自動化が困難な場合が多く、この機能によって細かい対応が出来る。そして、自動的にあるいは任意に設定された帯域通過フィルターを通過した信号 $\Delta C_{bp}(t)$ を求め、図5のように表示する。図4および図5に関する詳細は後述する。以下、帯域通過フィルターを通して得られたデータには添え字 bp を付して、帯域通過フィルターをかけていないデータと区別する。

【0027】

〔処理3〕：集光用光ファイバ 12₂から得られる信号を帯域通過フィルターをかけていないデータ $\Delta C(t)$ および帯域通過フィルターを通過したデータ $\Delta C_{bp}(t)$ を、刺激ブロック毎に抽出する。本実施例では、図6に示すように、1つの刺激ブロックは、刺激前時間（ T_{pre} ）5秒、刺激時間（ T_s ）15秒、刺激後時間（ T_{post} ）15秒で定義されており、各刺激ブロック毎の全時間は35秒となる。本計測例では、各被験者に15秒間の刺激（被験者に母国語の話ことばを聞かせる）を与えており、各刺激時間の間に何もしない安静時間約20秒を与えた。この15秒の刺激と20秒の安静時間が、各被験者に対して10回繰り返された。

【0028】

〔処理4〕：各刺激ブロックのデータ毎に体動成分が含まれているかどうかを判断し、体動成分が含まれていると判定された刺激ブロックのデータは処理5の処理対象から除外する。体動雑音を含むと判定される基準値は、200 ms 以内に $t_{total} - \Delta C_{bp}$ が、ファイバー 12 の照射－検出間距離 30 mm の時 0.

1 mMmm以上（照射－検出間距離 20 mmの時は0.066 mMmm以上）変化した場合とした。この判定基準値をパスしたデータは、実効散乱距離 1 mmと仮定の下で、大脳皮質で 100 %の血液量変化が 200 ms 以内に起こらないことを意味している。しかし、体動の判定基準値は状況によって変動することもあるため（例えば、照射－検出間距離が変わった場合、ウェーブレット変換などを用いてスパイク状の信号を検出する場合）、あらかじめ設定された値を操作者が変更することが必要になる場合がある。これに対応するため、図 8 に例示する体動成分が含まれていると判定するための基準を設定する体動判定基準設定画面を利用して体動判定基準を変更可能とする。図 9 は体動判定基準によって雑音除去した結果を示す画面を有している。図 8 および図 9 の詳細は後述する。

【0029】

処理 3 および処理 4 の概念を図式化したものを図 6 に示す。図 6 には、(a) 時間定義と刺激ブロックの定義、(b) 計測時に実際に与えられる刺激のタイミングおよび(c) 結果の演算評価に使われる刺激のタイミングの 3 種類のグラフが表示されている。グラフ (a)、(b) および (c) とともに、横軸は時間またはサンプリング数、縦軸は刺激の無い期間または対照刺激の期間を 0 として刺激期間を 1 として表示した刺激タイミング波形 51 および 52 および 53 である。

【0030】

グラフ (a) は、刺激タイミングの様々な時間定義を表しており、実際の計測時にはこれら T1、Ts、Tc、Tpre、Tpost が設定される。ここで、刺激タイミング波形 51 は、他の刺激タイミング波形 52 および 53 よりも拡大して表示されている。

【0031】

グラフ (b) では、一連の刺激タイミング波形 52 内において、処理 3 で体動雑音を含むと判定されたデータの得られた刺激ブロックと、体動雑音を含まないと判定されたデータの得られた刺激ブロックとの差を明示するために、前者の刺激ブロックは点線で、後者の刺激ブロックは実線で表示した。したがって、グラフ (b) は、計測中に刺激ブロック 3 および刺激ブロック 5 の期間中に体動雑音を含むと判定されたデータが検出されたことを示している。

【0032】

グラフ(c)では、刺激のタイミング波形52は、体動雑音を含むと判定されたデータの得られた刺激ブロックが除去されていることを表している。すなわち、体動を含むと判定されたデータの得られた刺激ブロックは刺激が与えられなかったとみなし、処理から除外する。

【0033】

[処理5]：処理4の判定基準をパスした各刺激ブロックの期間の $\Delta C_{bp}(t)$ について刺激前時間と刺激後時間からベースラインを0次から4次の多項式から任意に選択し、求められた多項式を用いてベースラインを補正する。ただし、0次の場合は、刺激前時間の平均値をベースラインとして使用している。ベースライン補正された濃度変化を $\Delta C_correct(t)$ で表し、ベースラインを $\Delta C_baseline(t)$ で表すと、 $\Delta C_{bp_correct}(t) = \Delta C_{bp}(t) - \Delta C_{bp_baseline}(t)$ で表される。

【0034】

[処理6]：処理5で体動雑音を含まないと判定されたデータ $\Delta C_{bp_correct}(t)$ について加算平均を行う。

【0035】

図7(a)は、図3で説明した処理を行って得られた脳内血行動態変化を示すグラフである。このグラフは、生後5日以内の新生児の脳内血行動態変化を示しており、被験者(新生児)に一点鎖線で示す刺激のタイミングで言語を聞かせたときの側頭部(左半球言語・聴覚野)における血行動態変化を示す。図7(b)は、比較のために、同じ信号に対して、前述の[処理3]および[処理4]で行う体動判定を行わず、[処理6]において得られた信号を全て加算平均して得られた脳内血行動態変化を示すグラフである。

【0036】

各グラフは、縦軸が $total-Hb$ 、 $oxy-Hb$ 、 $deoxy-Hb$ の濃度変化(concentration changes)に相当する値を示しており、横軸は時間を表しており、一点鎖線は刺激が被験者に与えられたタイミングを表す(0の期間は刺激無しで、0以外の期間は刺激が与えられた)。また、実線は $total-H$

b の変化を、点線は $oxy-Hb$ の変化を、破線は $deoxy-Hb$ の変化を、それぞれ、表しているが、帯域通過フィルターをかけた後に 0 次の関数でベースライン補正した結果を加算平均したものである。即ち、各 Hb 毎の $\Delta C_{bp_correct}(t)$ を表示している。ベースラインとして用いた多項式の次数は、1 次から 4 次まで比較したが、結果はほぼ同等であった。

【0037】

図 7 (a) と (b) の結果を比較すると、図 7 (a) のように体動雑音を含むと判定されたデータの得られた刺激ブロックのデータを信号処理から除去した場合には、刺激に対して脳内の血行動態が反応している様子がうかがえる。しかし、図 7 (b) のように体動雑音を含むと判定されたデータの得られた刺激ブロックのデータを信号処理から除去しなかった場合は、有意の信号が観察されない。

【0038】

従って、この一連の処理によって、体動雑音の信号を除去することが重要であり、処理として不可欠であることがわかる。

【0039】

ここで、図 4 に示す帯域通過フィルターの周波数特性設定画面について詳細に説明する。周波数特性設定画面には、以下の領域を備える。

- 1) 集光用光ファイバ 122 から得られる信号の周波数特性を表示する領域、
- 2) 上記 1) で表示する信号を選択する領域、
- 3) 周波数特性の種類を表示する領域、
- 4) 帯域通過フィルターの通過周波数の範囲を決定するための領域、
- 5) 複数の帯域通過フィルターが設定されている場合のフィルターの追加・削除・および適用を選択するための領域、
- 6) 帯域通過フィルターの設定画面を閉じるためのボタン、および
- 7) あらかじめ設定された値に基づき自動的に適応フィルターを演算して帯域通過フィルターを自動設定するか操作者が任意設定するかを選択するボタン。

【0040】

上記 1) の、信号の周波数特性を表示する領域には、図に周波数特性グラフとして表示したように、集光用光ファイバー 122 から得られる信号のグラフ表示

321とグラフ表示されている信号名とグラフ表示の線種の対応関係を表す凡例322とを表示する。

【0041】

上記2)の、表示する信号を選択する領域には、周波数パラメータ設定画面として表示されている信号選択部34を表示する。信号選択部34には表示したい信号を選択するためのプルダウン342が表示される。プルダウン342を押すことにより、信号選択部34の下部に選択可能な信号名が表示されるので、周波数特性グラフとして表示したい信号の信号名をマウスカーソル33あるいはキーボードの操作でクリックすることで希望の信号を選択できる。グラフ表示する信号は複数選択することも可能である。その場合には、周波数特性表示グラフ321の領域に別の線種で表示して凡例322に対応の表示をするか、または、選択した信号の数と同数のグラフを周波数特性表示グラフ321の領域に表示して、それぞれのグラフ上に異なる信号を描画することにしても良い。

【0042】

上記3)の、周波数特性の種類を表示する領域には、周波数パラメータ設定画面として表示されている縦軸選択部35を表示する。縦軸選択部35にはグラフ表示される縦軸として割り当てることが可能な、パワー、アンプリチュード、実数、虚数、絶対値などを選択する選択ボタンが表示されている。グラフ表示する信号の選択にあわせて適当な縦軸の表示を選択ボタンで選択する。ここでは、oxy-Hbのアンプリチュードを選択した例が示されている。

【0043】

上記4)の、帯域通過フィルターの通過周波数の範囲を決定するための領域には、帯域通過フィルター1の低周波通過周波数表示部361および高周波通過周波数表示部362と、帯域通過フィルター2の低周波通過周波数表示部363および高周波通過周波数表示部364が設けられている。これらの表示の値は、表示部に隣接して設けられているトグルスイッチをマウスカーソル33でクリックすることにより所定の数値幅で増減させることができる。それぞれの帯域通過フィルターの数値を設定する過程で、通過周波数表示部に表示された周波数範囲に対応した領域表示が、周波数特性表示グラフ321の表示に重畳して表示される

。図の例では、帯域通過フィルター 1 および帯域通過フィルター 2 の低周波通過周波数に対応する一点鎖線で挟まれた範囲 3 6 5 および 3 6 6 の適当な矩形領域の色をバックグラウンドの色とは異なる色で示される。これらの数値情報の変更は、範囲 3 6 5 あるいは 3 6 6 の一点鎖線で示す境界線をマウ斯卡ーソル 3 3 で移動させても良い。この場合は、これに対応して、表示部 3 6 1 ~ 3 6 4 の数値が変わる。2 つの帯域通過フィルターの設定が終わると、適用する帯域通過フィルターを選択するが、これは、選択スイッチ 1 あるいは 2 の表示 3 7 1 あるいは 3 7 2 をクリックすることで実行される。選択されている帯域通過フィルターを明示するために、周波数特性表示グラフ 3 2 1 の表示に重畳して表示されている矩形領域の色を、選択されている帯域通過フィルターのみをバックグラウンドとは異なる色とする。さらに、選択スイッチ 1 あるいは 2 の表示 3 7 1 あるいは 3 7 2 に黒丸を表示するのも良い。帯域通過フィルターの範囲をバックグラウンドとは異なる色の矩形領域で示す代わりに、矩形領域の線で囲って示すのも良い。この場合は、選択されている帯域通過フィルターを明示するために、選択されなかった帯域通過フィルターに対応する矩形領域の線を表示しないものにするか、異なる線種あるいは色に変更しても良い。図では、第 2 の帯域通過フィルターが選択されているので、選択スイッチ 2 の表示 3 7 2 の中心に黒丸が表示されている。

【 0 0 4 4 】

上記 5) の、複数の帯域通過フィルターが設定されている場合のフィルターを選択するための領域には、追加ボタン 3 8 1、削除ボタン 3 8 2 および適用ボタン 3 8 3 が設けられる。複数の帯域通過フィルターを設定し、あるいは、設定されている帯域通過フィルターを削除する場合には、追加ボタン 3 8 1 および削除ボタン 3 8 2 の操作で行う。追加ボタン 3 8 1 を押すことにより、周波数特性表示グラフ 3 2 1 上に新規に帯域通過フィルターの範囲を示す矩形領域が表示され、さらに、高および低周波通過周波数表示部の表示部分に新しい高および低周波通過周波数表示部が追加表示され、選択されている帯域通過フィルターを表示する選択表示部にも新規に選択表示部が追加される。新たに追加された表示に対して、所定の設定になるように操作を行う。一方、帯域通過フィルターを削除する

場合には、削除する帯域通過フィルターを特定するため、帯域通過フィルターの表示の一部を選択した後、削除ボタン 382 を押して削除する。例えば、周波数特性表示グラフ 321 上に表示されている帯域通過フィルターの範囲を示す矩形領域を選択して、削除ボタン 382 を押して削除する。この結果、表示の一部を選択された帯域通過フィルターに対応する高および低周波通過周波数表示部、帯域通過フィルターの範囲を示す矩形領域、選択表示部が画面上から消去される。追加ボタン 381 および削除ボタン 382 の操作後、適用ボタン 383 を押すことにより、追加および削除の変更手続きが終了し、設定した帯域通過フィルターの数値範囲を確定して生体光計測装置 13 のメモリー内に記憶する。

【0045】

上記 6) の、帯域通過フィルターの設定画面を閉じるためのボタンは、追加ボタン 381、削除ボタン 382 および適用ボタン 383 に並べて設けられる。追加あるいは削除の処理、さらに、適用ボタン 383 の操作後に、閉じるボタン 384 を押すことにより、図 4 に表示された画面を閉じる。ここで、適用ボタン 383 を押さずに閉じるボタン 384 を押した場合には、設定した帯域通過フィルターの値は、以降の処理に反映されないので、適用ボタン 383 を押すことを求めるコメントを表示するのが良い。

【0046】

上記 7) の、あらかじめ設定された値に基づき自動的に適応フィルターを演算して帯域通過フィルターを自動設定するか操作者が任意設定するかを選択するボタンとして、自動設定ボタン 391 および手動設定選択ボタン 392 が備えられる。自動設定ボタン 391 が選択された場合には、生体光計測装置 13 の信号処理装置に予め設定された帯域通過フィルターを自動設定する。手動設定選択ボタン 392 が選択された場合には、上述した手順で帯域通過フィルターの調整および設定を行う。いずれにより設定するかをスイッチ 391 および 392 の選択により決める。図は手動設定選択ボタン 392 が選択された状態を示す。

【0047】

ここで、図 5 について詳細に説明する。図 5 の画面は、集光用光ファイバー 122 から得られる信号に図 4 で設定した帯域通過フィルターを通した結果を表示

している。前述の帯域通過フィルターの設定画面で、低および高周波通過周波数表示部 361 から 364 の数値、または、帯域通過フィルターの範囲 365 および 366 を示す矩形領域の変更と連動して、時系列表示画面 41 内の時系列グラフ 42 が変化する。複数ある（本実施例では 24 個）時系列グラフ 42 の位置は、図 2 に例示した計測位置に相当する位置に対応して配置されている。凡例 43 には、表示される信号と線種の対応が示されている。また、計測条件表示部 44 には、計測の条件が表示される。信号表示選択部 45 では、グラフとして表示する信号を選択する。

【0048】

ここで、図 4 の画面で通過帯域の範囲を決定し、通過帯域を通過した信号を図 5 の画面に表示するが、図 4 および図 5 の画面は、同時に同一画面に並べて表示するのが操作者にとって使いやすくて良い。すなわち、操作者が図 4 の画面を見ながら被験者に応じてフィルターの範囲を任意に変更すると、この影響が図 5 の画面に反映されるから、変更の適否をすぐに確認することが可能となる。この画面の並列表示によって、操作者は容易にいくつかの条件を試すことが出来る。

【0049】

次に、図 8 および図 9 を参照して検出された信号に含まれる体動成分の取り扱いについて詳細に説明する。

【0050】

検出された信号が体動雑音を含むと判定される体動判定基準値は、通常は、あらかじめ設定された値を用いるが、手動で設定をする必要が生じる場合がある。例えば、想定していた装置定数外あるいは被験者の信号が想定外の場合である。その際、体動判定基準表示設定画面 71 により手動設定をする。体動判定基準表示設定画面 71 には体動判定基準値表示グラフ 731 および体動判定値入力画面 74、自動設定選択スイッチ 721 と手動設定選択スイッチ 722 および適用ボタン 751、閉じるボタン 752 が設けられている。手動設定、自動設定の選択はスイッチ 721、722 のいずれを選択するかにより切り替えできる。自動設定選択スイッチ 721 が選択されていれば、体動判定基準値は、あらかじめ設定された値が設定される。手動設定選択スイッチ 722 が選択されれば、手動設定

が可能となる。また、画面 71 のマウスカースル 75 で体動判定基準値表示グラフ 731 あるいは体動判定値入力画面 74 をクリックすることによっても、自動設定選択部 71 から手動設定選択部 72 への切り替えは可能である。この切り替えにより、体動判定基準値表示グラフ 731 および体動判定値入力画面 74 への手動によるデータ入力が可能となる。

【0051】

体動判定値入力画面 74 は、判定に用いる信号の種類を選択するための信号選択部 741 と体動判定基準値を設定するための時間入力部 742 と基準値入力部 743 からなる。信号選択部 741 は、図 4 で説明した周波数パラメータ設定画面の信号選択部 34 と同様に、体動判定基準値表示グラフ 731 に表示したい信号を選択するためのプルダウンが表示される。

【0052】

体動判定基準値表示グラフ 731 は、信号選択部 741 で選択された信号が表示されるが、時間入力部 742 で入力された数値（差分値を計算する時間幅）に基づき描画される。又、このグラフの中に、基準値入力部 743 で入力された数値（時間入力部 742 で入力された数値で指定された時間幅毎の信号変化量）の位置に体動判定基準値表示バー 732 が描画される。ここで、体動判定基準値表示グラフ 731 の縦軸は度数を表し、横軸は、指定された時系列信号の任意時間幅毎の信号変化量を表す。そして、この度数分布の統計量は統計量表示部 733 に表示される。本実施例で示すように、明らかに滑らかな度数分布に対して特異な値（突然度数が変化するところ）が観測される場合は、この統計量はそれほど必要ではないが、このような特異な値が明瞭に観測されない場合も多い。その際は、この度数分布を正規分布と仮定して、分散（ σ ）を目安に基準値を決定することが出来る。例えば、 $3 * \sigma$ に相当する値を選択し、その値を基準値入力部 743 に入力設定することが出来る。なお、基準値入力部 743 に数値を入力することで、体動判定基準値表示バー 732 の位置が変わることは既に述べたが、逆に、体動判定基準値表示バー 732 をマウスカースル 75 で移動することによって基準値入力部 743 の数値も変化する。この両者は完全に連動して動作する。

【0053】

なお、図8でも、図4と同様に閉じるボタン752を押すことにより、図8に表示された画面を閉じる。ここで、適用ボタン751を押さずに閉じるボタン752を押した場合には、設定した体動判定基準値は、以降の処理に反映されないので、適用ボタン751を押すことを求めるコメントを表示するのが良い。

【0054】

ここで、図9について詳細に説明する。図9は本発明に基づく体動判定基準値に応じた時間領域信号表示画面を示す図であり、集光用光ファイバー122から得られる信号に図8で設定した体動判定基準値を適用した結果を表示している。前述の体動判定基準値の表示設定画面71で設定した値と連動して、時系列表示画面81内の時系列グラフ82が変化する。複数ある（本実施例では24個）時系列グラフ82の位置は、図2に例示した計測位置に相当する位置に対応して配置されている。先に、周波数特性の設定に関して、図4と図5とを同一画面に並列に表示することによって、操作者の便を計ることができることを説明したが、図8の体動判定基準値の表示設定画面71と図9の時系列表示画面81の場合も、同一画面に並列に表示される。そうすることにより、体動判定基準値の表示設定画面71で設定した値の効果をすぐに、時系列表示画面81のグラフで確認することができる。この結果、体動判定基準値の評価をすぐ行うことが可能となり、その設定を容易に、且つ、適正に行うことができる。

【0055】

図9に示す時系列表示画面81も、図5のそれと同様に、凡例87には、表示される信号と線種の対応が示されている。また、計測条件表示部88には、計測の条件が表示される。信号表示選択部85では、グラフとして表示する信号を選択する。

【0056】

図9に示す時系列表示画面81に表示される時系列グラフ82は、加算平均をしない各刺激ブロックの結果および加算平均をした結果を表示できる。加算平均をしない各刺激ブロックの結果を表示する場合には、刺激ブロック表示選択部831を選択したうえで、表示刺激ブロック値入力部832に表示したい刺激プロ

ックの番号を入力して、その番号のグラフを表示する。図6で示したように、計測時に6回の刺激ブロックが設定されていた場合には、総刺激ブロック数表示部833に‘6’と表示される。加算平均表示選択部834が選択された場合には、加算平均結果が表示される。図は、加算平均表示選択部834が選択されている場合を示す。

【0057】

表示されるグラフが、体動雑音を含むか否かは、体動雑音除去有選択部841および体動雑音除去無選択部842で選択する。ただし、刺激ブロック表示選択部831が選択されている場合には、この体動雑音除去有選択部841または体動雑音除去無選択部842の選択は意味を成さないもので、これらを選択することは出来ない。ただし、表示される加算平均されていない刺激ブロックが、体動雑音を含むと判定された場合は線の色を赤、体動雑音を含まないと判定された場合は線の色を青で表示するなどして、体動雑音の有無（体動雑音の判定結果）を各グラフ内に表示することは有効である。もちろん、背景色を変えることでもかまわない。また、グラフとして表示される信号の種類は信号選択部85で選択することが出来る。さらに、各グラフの縦軸として、信号の絶対値および統計値を用いることができる。これらの選択には、絶対値選択部851と統計値選択部852で切り替えることができる。

【0058】

（実施例2）

実施例1では、被検者に与える刺激は、予めプログラムされたものとして説明したが、実施例2では、実施例1で示した信号処理手段を用い、計測時にその信号処理結果を刺激制御装置15に実時間でフィードバックかけ、刺激を与える回数（刺激提示回数）または刺激を与える時間（刺激提示時間）を変更する例について説明する。装置構成は、実施例1と同じであるため、図1を参照できる。

【0059】

図10は、本発明にもとづく実施例2の計測のフローを示す。

【0060】

〔ステップ1〕：計測前に計測信号処理に必要な数値や方法の入力を行う。大

別すると以下3つの入力項目が挙げられる。すなわち、a) 演算パラメータ、b) 刺激定義入力、および、c) 各刺激呈示タイミング（時間）定義数値の入力である。それぞれは、具体的には、以下のようなものである。これらの入力値は、それぞれ、実施例1で説明した項目の対応する画面により初期入力として設定入力を行う。

a) 演算パラメータ：

- ー帯域通過フィルタリング方法、
- ー帯域通過フィルタリングの演算用数値入力、
- ー体動判定用演算用数値入力、
- ー体動判定の頻度入力（n回またはn秒間のサンプリングごとに判定）。

b) 刺激定義入力：

- ー刺激種類（複数種類の刺激がある場合に、各刺激に名前をつける）。

【0061】

ー上記入力した各刺激に対し、体動雑音を含まずに計測される必要な刺激提示回数（Ns）、

ー刺激ブロックの定義。1つの刺激ブロックは、任意の刺激前時間 T_{pre} および任意の刺激時間 T_s および任意の刺激後時間 T_{post} で定義される（図6（a）参照）。

c) 各刺激呈示タイミング（時間）定義数値の入力：

- ーサンプリング数または時間で指定し、各刺激の種類ごとに定義する。

【0062】

- ー計測開始から1回目の刺激までの時間（ T_1 ：定数）の入力。

【0063】

- ー各刺激の刺激提示時間（ T_s ：各刺激毎に時間が異なっても良い）。

【0064】

ー各刺激終了から次刺激提示までの時間（ T_c ：各刺激ごとに時間が異なっても良い）。

【0065】

- ー体動判定されてから次刺激までに待つ最小限の時間（ T_m ：定数）。

【0066】

[ステップ2]：計測を開始する。

【0067】

[ステップ3]：実時間で計測信号を演算し、各種信号に変換する。体動判定は、[ステップ1]で設定された、 n サンプルまたは n 秒ごとに判定する。

【0068】

[ステップ4]：ステップ3で体動雑音が検出された際、刺激終了のタイミングおよび次刺激の開始タイミングおよび刺激提示回数を変更する。この情報は、図1に示す刺激制御装置15に送られ実際の刺激にフィードバックをかける。

【0069】

ここで、本発明におけるフィードバックの制御処理方法は、2つの機能によって成立している。第1の機能は、刺激回数を計測中に追加変更していくことであり、第2の機能は、体動雑音が検出された時に、次刺激開始時刻をあらかじめ与えられたパラメータに基づき計測中に変更することである。

【0070】

まず、この第1の機能について図11を用いて説明する。図11には、(a)計測時に実際に与えられる刺激のタイミングと(b)結果の演算評価に使われる刺激のタイミングの2種類のグラフが表示されている。グラフ(a)(b)ともに、横軸は時間またはサンプリング数、縦軸は刺激の無いまたは対照刺激の時間を0そして刺激時間を1として表示した刺激タイミング波形101である。したがって、計測が進むに従い刺激ブロック(ステップ1で設定)が順次増加していく。ここで、刺激タイミング波形101内において、体動雑音を含まないと判定されたデータを含む刺激ブロックと体動雑音を含むと判定されたデータを含む刺激ブロックとの差を明示するために、体動雑音の無い刺激ブロックは実線で表示し、体動雑音を含む刺激ブロックは点線で表示した。したがって、グラフ(a)は、計測中に刺激ブロック3および刺激ブロック5の時間中に体動雑音が検出されたことを示している。この実施例では、ステップ1で、演算に必要な体動雑音を含まない刺激回数を $N_s = 4$ 回とした例であるが、刺激ブロック3は結果の演算評価に使用できないため、刺激ブロック3の期間中に体動雑音が検出されると

、計測中に刺激提示回数を自動的に1回追加するように図1に示した刺激制御装置15に信号を送る。計測が進み、再度刺激ブロック5において体動雑音が検出されたため、同様に、刺激提示回数を自動的に1回追加するように、刺激制御装置15に信号を送る。最終的に、刺激は6回提示された時点で、 $N_s = 4$ 回を満たすことになるため、計測を終了する。

【0071】

結果の演算評価には、刺激ブロック3および刺激ブロック5を除いた刺激ブロックを使用する。実際に、演算評価に使用される刺激ブロックとそのタイミングはグラフ(b)に表示されている。

【0072】

次に、第2の機能を図12を用いて説明する。図12には、
(a) 計測時に実際に与えられる刺激のタイミングと
(b) 結果の演算評価に使われる刺激のタイミングの2種類のグラフが表示されている。グラフ(a)(b)ともに、横軸は時間またはサンプリング数、縦軸は刺激の無いまたは対照刺激の期間を0そして刺激期間を1として表示した刺激タイミング波形111である。まず、この機能の基本機能は、計測中に体動雑音が検出されたら、あらかじめ予約されている刺激タイミングを変更することにある。実際には、体動雑音が検出されたら、図1に示す刺激制御装置15に現在実行している刺激の中止信号と次刺激提示時刻を設定する信号を送る(ただし、無刺激または対照刺激中に体動雑音が検出された場合には刺激中止の信号は送らない)。しかし、ステップ1で設定される計測開始から1回目の刺激までの時間 T_1 (定数)は、実施例1で説明したように信号のベースラインを演算するのに用いられ、また、各刺激終了から次刺激提示までの時間 T_c や体動判定されてから次刺激までに待つ最小限の時間 T_m は刺激提示や体動によっておきた信号変化が元の状態へ戻るまでの緩和時間と考えることが出来るため、体動雑音が検出された直後に次刺激を提示することは適当とはいえない。したがって、体動雑音が検出されるタイミングによって、体動雑音が検出された時から次刺激開始までの時間を体動雑音が検出されたタイミングに応じて適切に選ぶのが有効である。

【0073】

体動雑音が検出されるタイミングは、以下の3通りである。

- (a) 第1回目の刺激が始まる前に検出された時（体動雑音の検出タイミング 1 1 2 1）、
- (b) 刺激時間中に検出された時（体動雑音の検出タイミング 1 1 2 2）、
- (c) 無および対照刺激時間に検出された時（体動雑音の検出タイミング 1 1 2 3）。

【0074】

それぞれのタイミング毎に、さらに条件分けして体動雑音が検出されてから次刺激開始までの時間を決定することが出来る。以下説明に用いられている時間 T_1 、 T_m 、 T_c はステップ1で設定されており、時間 T_p は刺激終了から体動雑音が検出された時間を表しており、被験者計測中に随時モニターされている。

(a) 第1回目の刺激が始まる前に検出された時：

条件1： $T_1 > T_m$ の時は、体動雑音検出後から次回刺激開始までの時間を T_1 とする。

条件2： $T_1 \leq T_m$ の時は、体動雑音検出後から次回刺激開始までの時間を T_m とする。

(b) 刺激時間中に検出された時：

条件1： $T_c > T_m$ の時は、体動雑音検出後から次回刺激開始までの時間を T_c とする。刺激は体動雑音が検出されたらすぐに停止。

条件2： $T_c \leq T_m$ の時は、体動雑音検出後から次回刺激開始までの時間を T_m とする。刺激は体動雑音が検出されたらすぐに停止。

(c) 無および対照刺激時間に検出された時：

条件1： $T_c > T_m$ の時は、刺激が停止してから体動雑音が検出されるまでの経過時間を T_p とすると、

条件1-1： $T_c - T_p > T_m$ の時は、体動雑音検出後から次回刺激開始までの時間を $T_c - T_p$ とする。即ち、予約されている次回刺激開始までの時間を変更しない。

条件1-2： $T_c - T_p \leq T_m$ の時は、体動雑音検出後から次回刺激開始までの時間を T_m とする。

条件 2 : $T_c \leq T_m$ の時は、体動雑音検出後から次回刺激開始までの時間を T_m とする。

【0075】

被験者のメリットを考慮すると、できるだけ短い時間で計測が終了することが望ましく、フィードバック制御処理方法の第 2 のポイントは、信号処理に使えない無駄な刺激を中止するため、計測時間の短縮に効果がある。

【0076】

[ステップ 5] ステップ 1 で設定した各刺激の体動雑音を含まない必要な刺激提示回数が N_s に達した時点で計測を終了する。

【0077】

この制御処理フローによって、計測毎あるいは被験者ごとに同じ刺激回数の信号を得ることを実現でき、等質な統計量として複数の計測を比較することが可能となる。

【0078】

【発明の効果】

新生児等、体動の自主的な管理の出来ない被験者の脳機能計測が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施例 1 の装置構成を示す図。

【図 2】

照射用光ファイバおよび集光用光ファイバの配列の例を示す図。

【図 3】

本発明による計測された信号の信号処理フローの例を示す図。

【図 4】

本発明の実施例 1 の帯域通過フィルターの周波数特性設定画面の例を示す図。

【図 5】

集光用光ファイバーから得られる信号を図 4 で設定した帯域通過フィルターを通した結果の例を示す図。

【図 6】

(a) 時間定義と刺激ブロックの定義、(b) 計測時に実際に与えられる刺激のタイミングおよび(c) 結果の演算評価に使われる刺激のタイミング例を示すグラフ。

【図 7】

(a) は、図 3 で説明した処理を行って得られた脳内血行動態変化を示すグラフ、(b) は、比較のために、図 3 で説明した処理を行わず、得られた信号を全て加算平均して得られた脳内血行動態変化を示すグラフの例を示す図。

【図 8】

体動成分が含まれていると判定するための基準を設定する体動判定基準設定画面の例を示す図。

【図 9】

図 8 の画面による体動判定基準によって雑音除去した結果を示す画面の例を示す図。

【図 10】

本発明にもとづく実施例 2 の計測のフローを示す図。

【図 11】

実施例 2 のフィードバックの制御処理方法の第 1 の機能を説明するための、(a) 計測時に実際に与えられる刺激のタイミングと (b) 結果の演算評価に使われる刺激のタイミングの例を示すグラフ。

【図 12】

実施例 2 のフィードバックの制御処理方法の第 2 の機能を説明するための、(a) 計測時に実際に与えられる刺激のタイミングと (b) 結果の演算評価に使われる刺激のタイミングの例を示すグラフ。

【符号の説明】

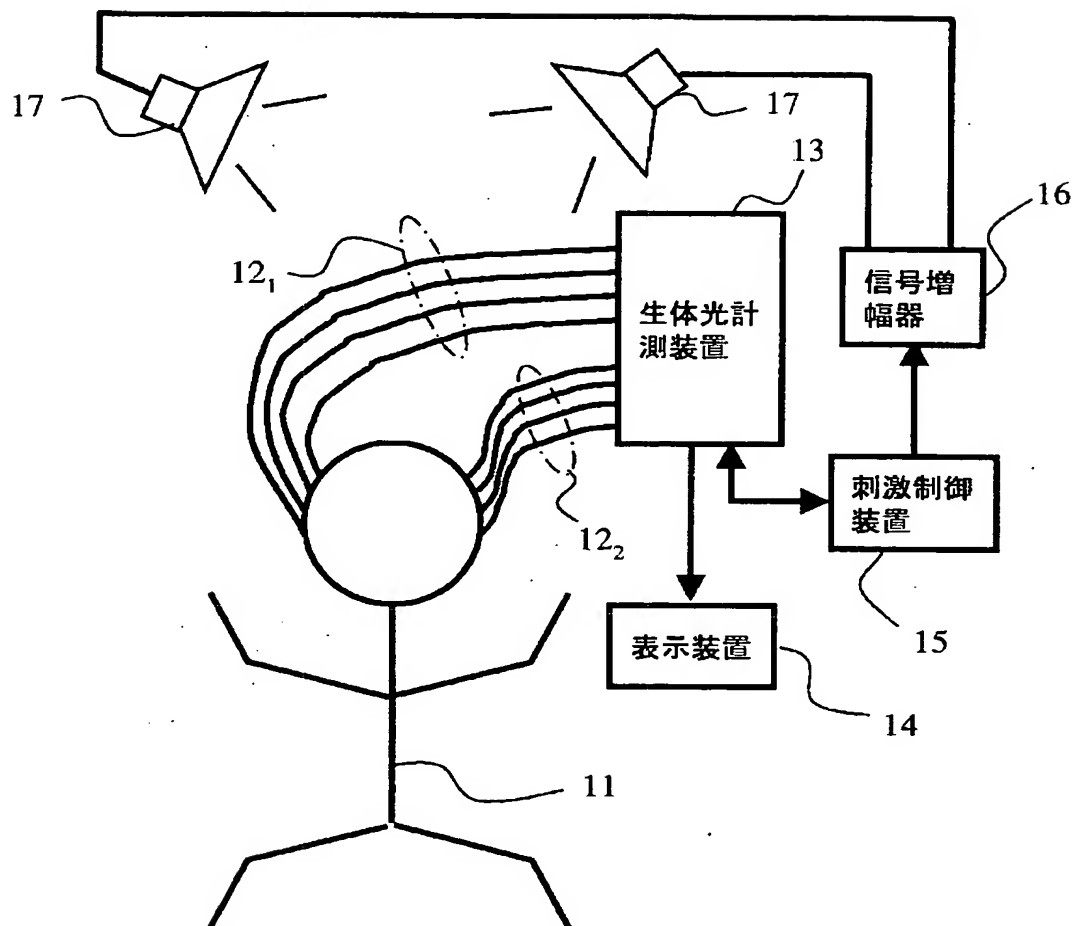
11…被験者(乳幼児)、12…光ファイバ、13…光計測装置、14…表示装置、15…刺激制御装置、16…増幅器、17…スピーカー、321…周波数特性表示グラフ、322…グラフ凡例、33…マウスカーソル、34…信号選択部、35…縦軸選択部、361…高周波通過周波数表示部、362…低周波通過周波数表示部、363…高周波通過周波数表示部、364…低周波通過周波数表

示部、365…帯域通過フィルターの範囲を示す矩形領域、366…帯域通過フィルターの範囲を示す矩形領域、371…選択表示部、372…選択表示部、381…追加ボタン、382…削除ボタン、383, 751…適用ボタン、384, 752…閉じるボタン、391…自動設定選択ボタン、392…手動設定選択ボタン、41…時系列表示画面、42…時系列グラフ、43, 87…凡例、44, 88…計測条件表示部、45, 85…信号表示選択部、51…刺激のタイミング波形、52…刺激のタイミング波形、71…体動判定基準値の表示設定画面、721…自動設定選択部、722…手動設定選択部、731…体動判定基準値表示グラフ、732…体動判定基準値表示バー、733…統計量表示部、74…体動判定値入力設定部、741…信号選択部、742…係数1入力部、743…係数2入力部、75…マウスカーソル、81…時系列表示画面、82…時系列グラフ、831…刺激ブロック表示選択部、832…表示刺激ブロック値入力部、833…総刺激ブロック数表示部、834…加算平均表示選択部、841…体動雑音除去有選択部、842…体動雑音除去無選択部、85…信号選択部、851…絶対値選択部、852…統計値選択部、101…刺激タイミング波形、11…刺激タイミング波形、1121…体動雑音の検出タイミング、1122…体動雑音の検出タイミング、1123…体動雑音の検出タイミング。

【書類名】 図面

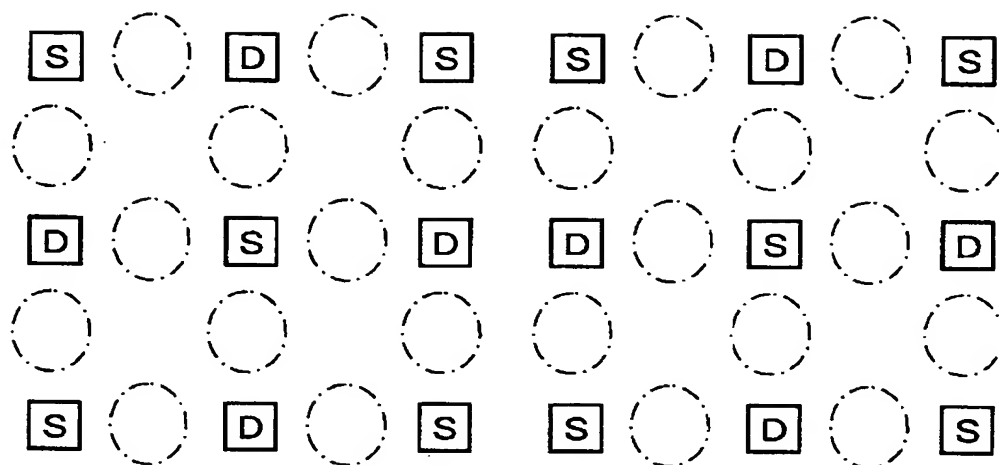
【図 1】

図1



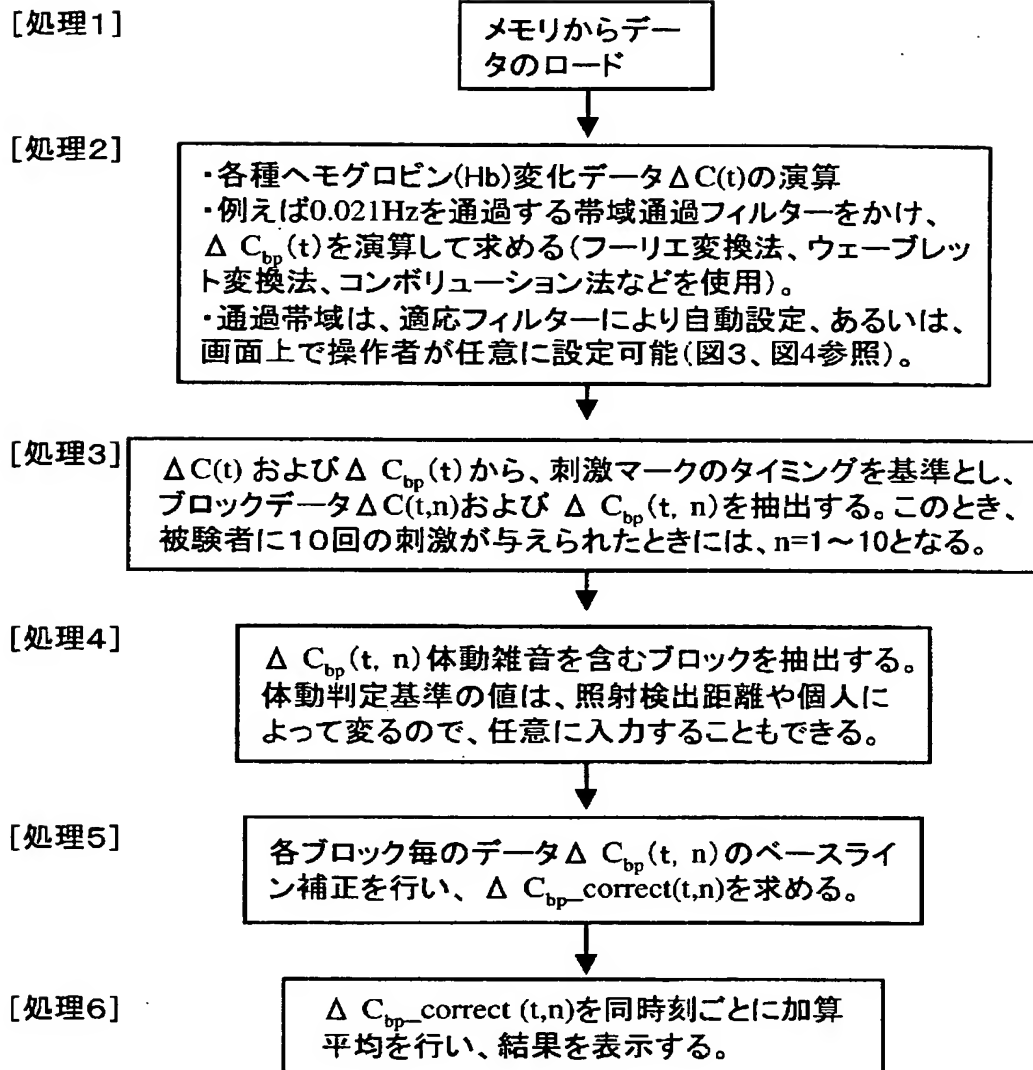
【図 2】

図 2

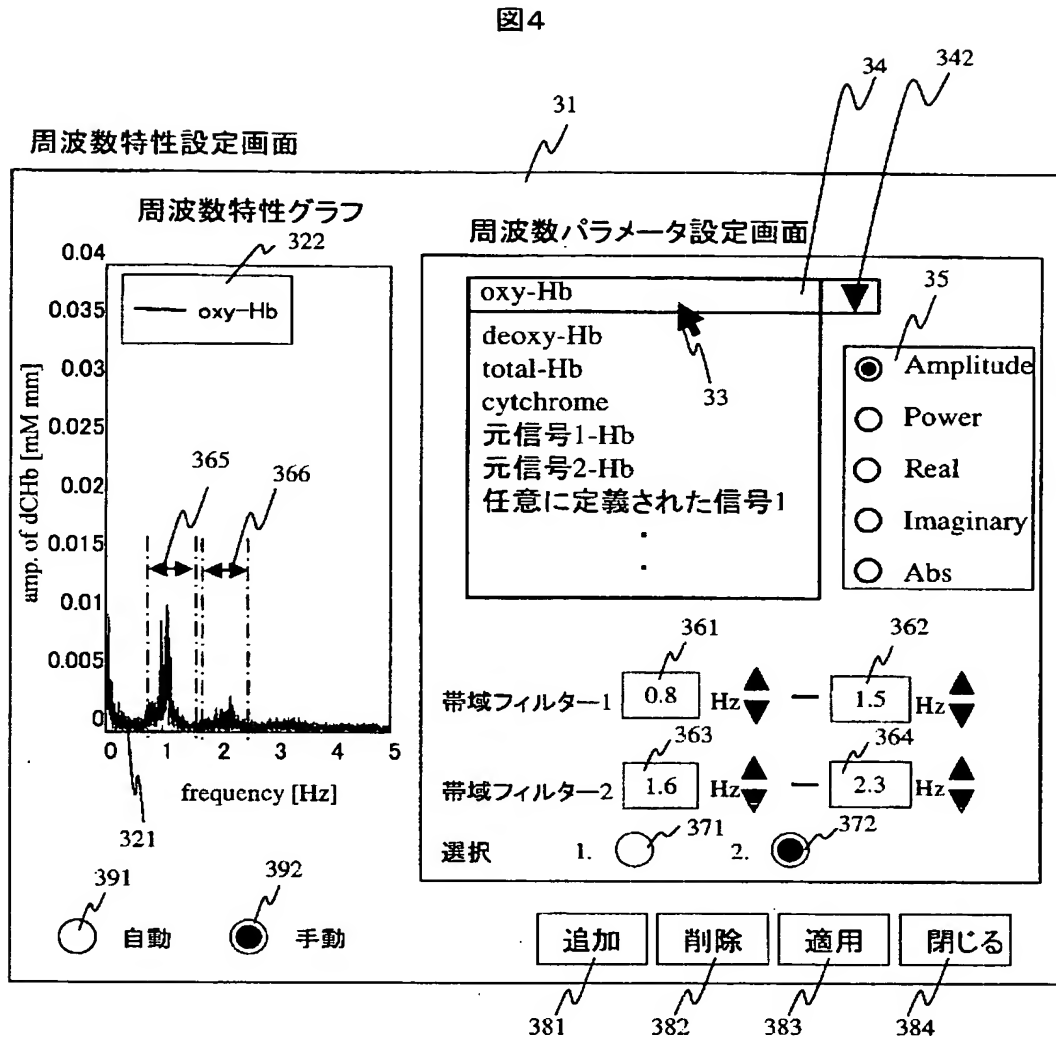


【図 3】

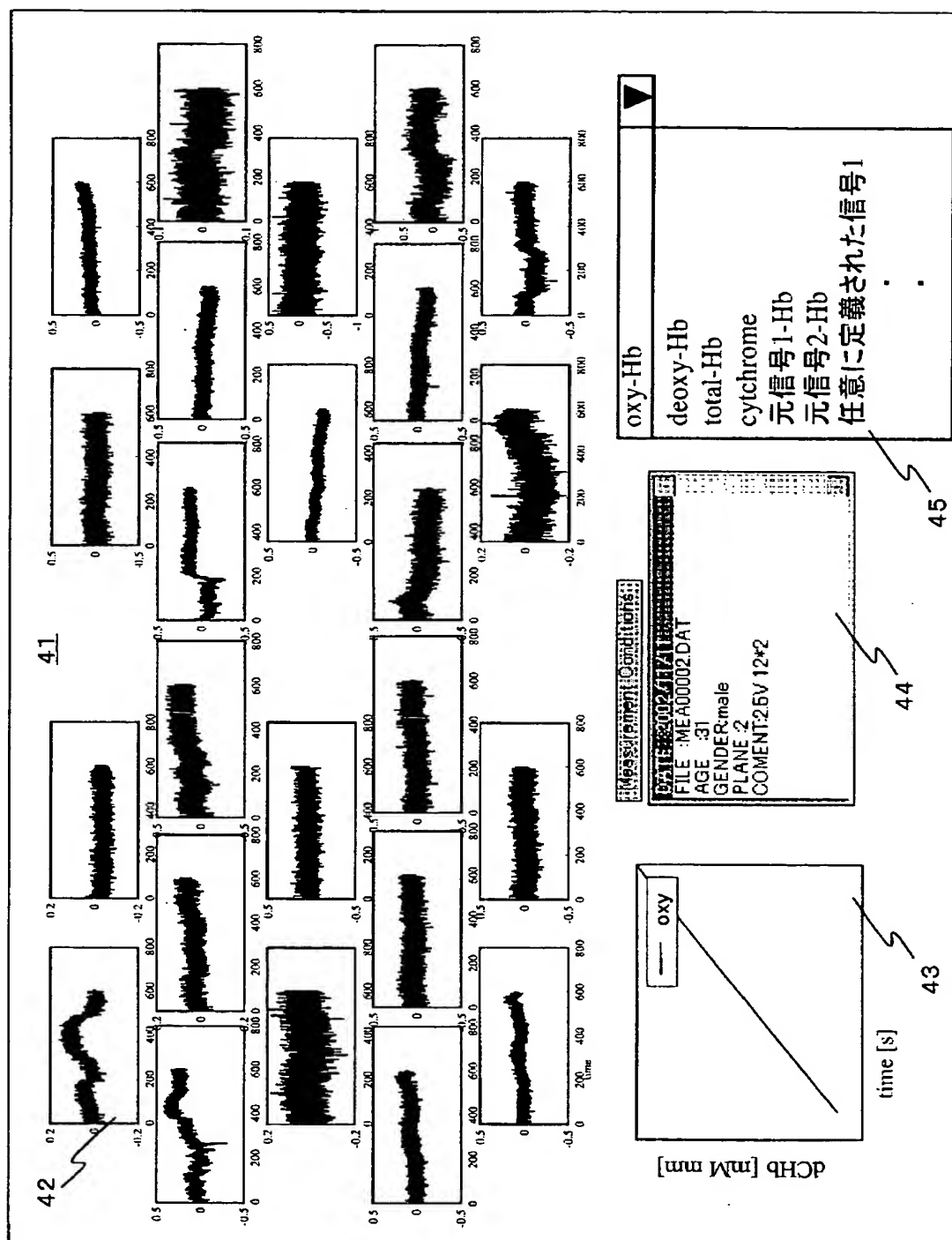
図3



【図 4】



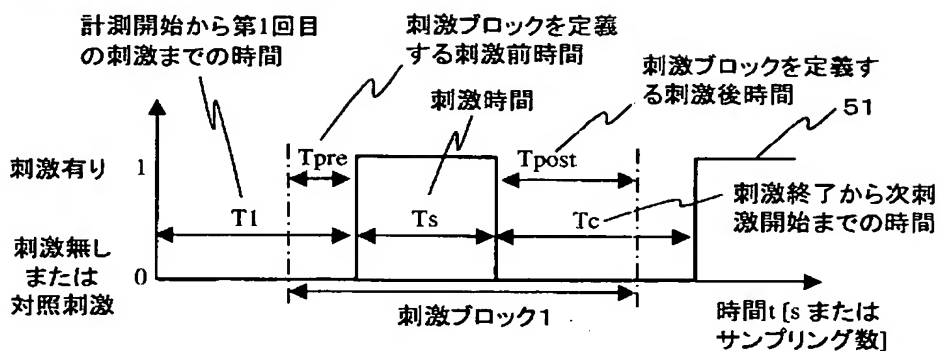
【図 5】



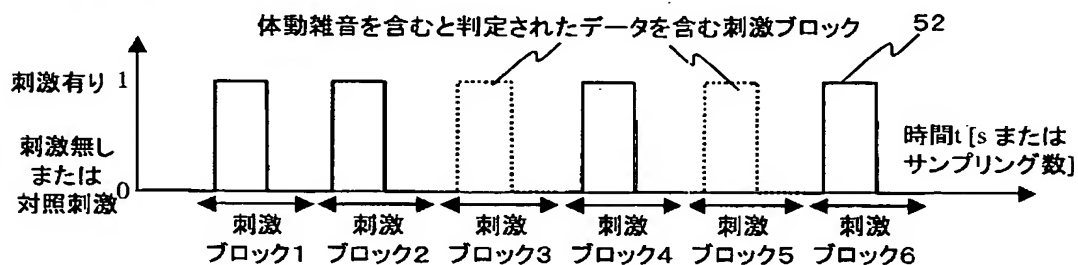
【図 6】

図6

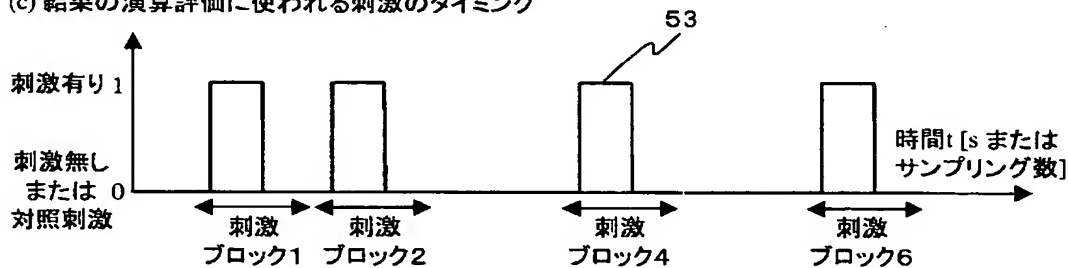
(a) 時間定義と刺激ブロックの定義



(b) 計測時に実際に与えられる刺激のタイミング



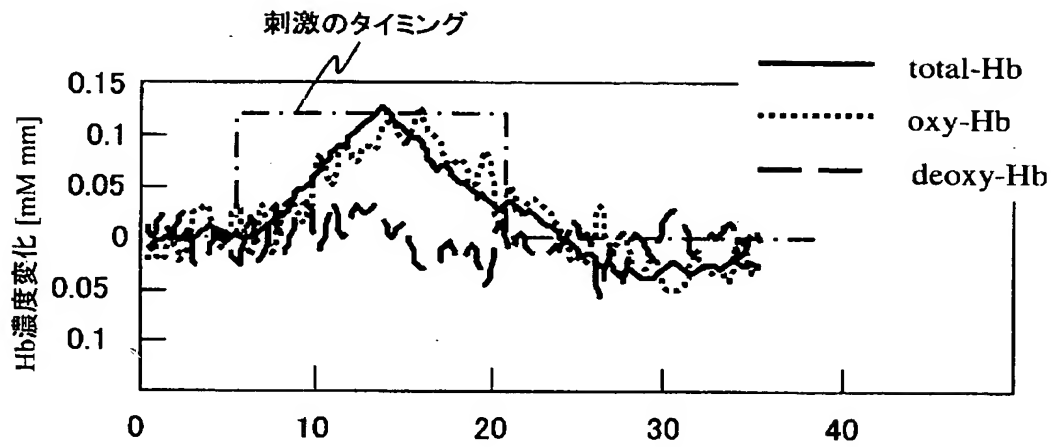
(c) 結果の演算評価に使われる刺激のタイミング



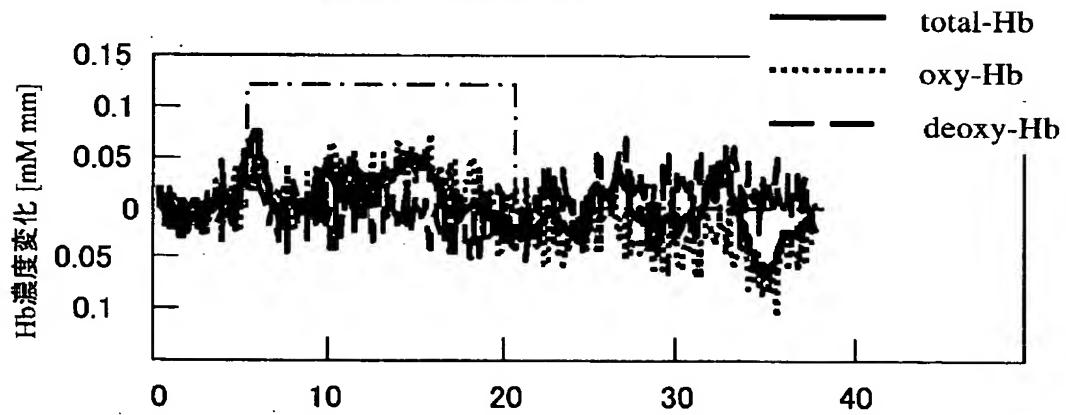
【図 7】

図 7

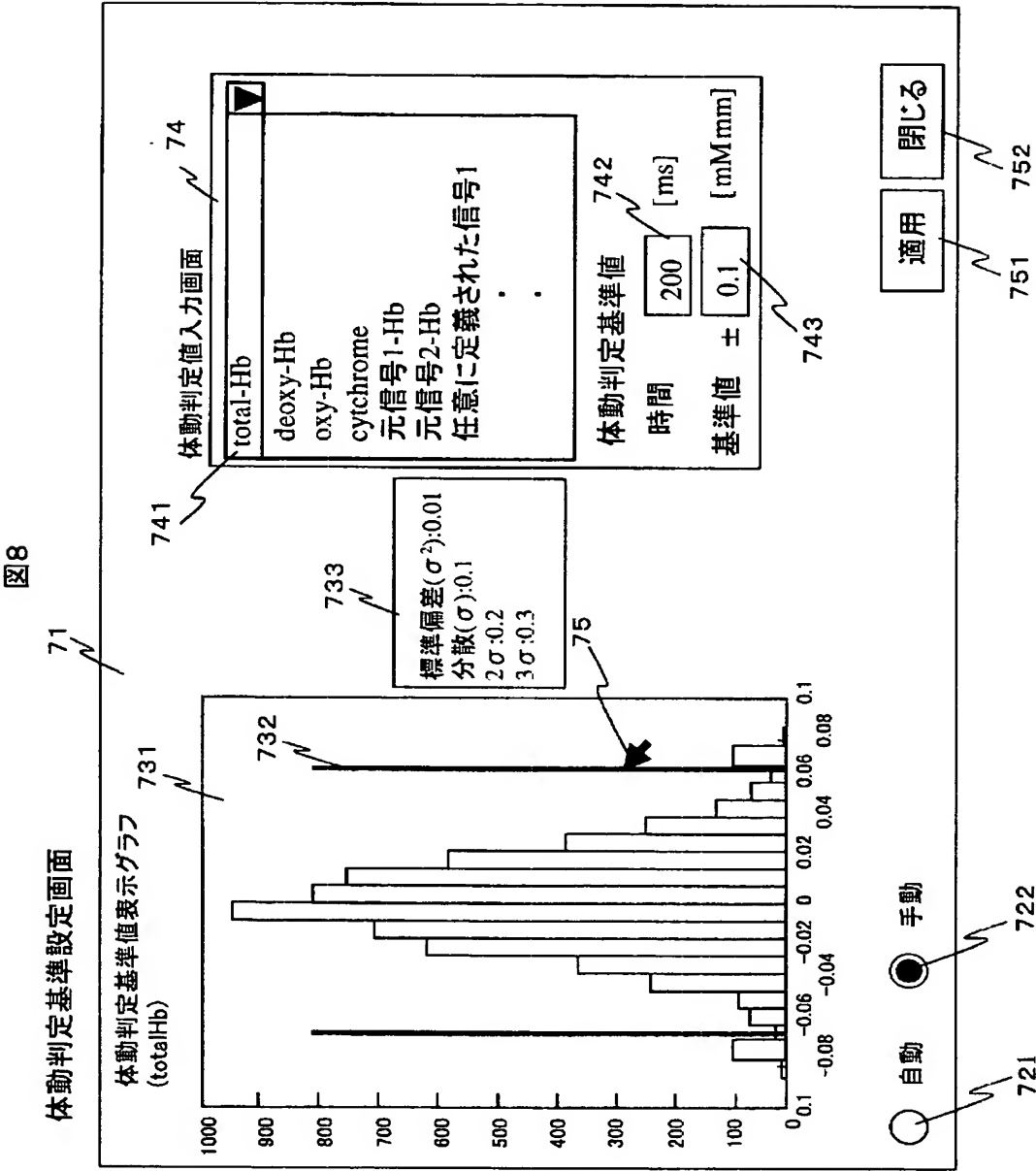
(a) 言語を聞いた時の血行動態変化(体動補正有り)



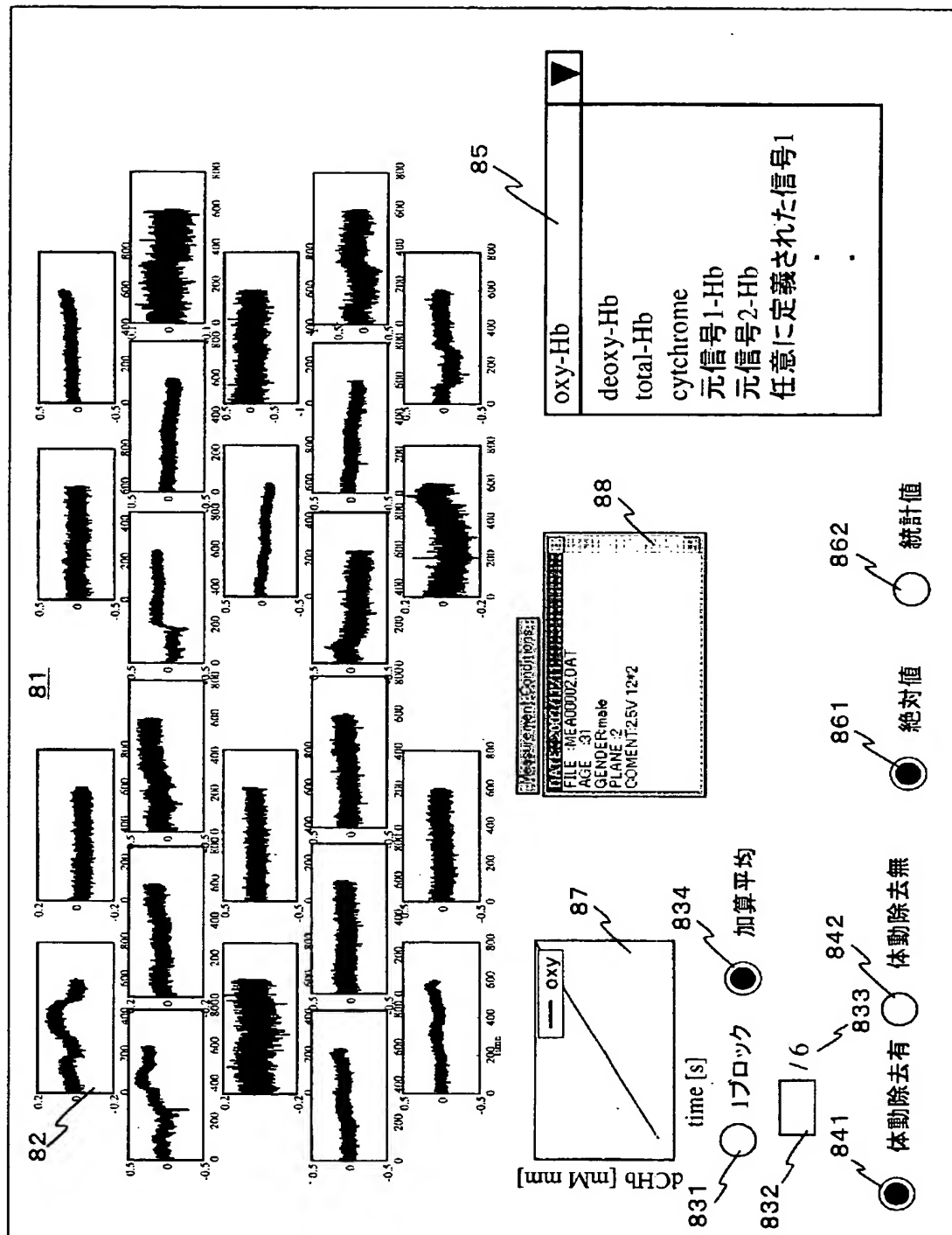
(b) 言語を聞いた時の血行動態変化(体動補正無し)



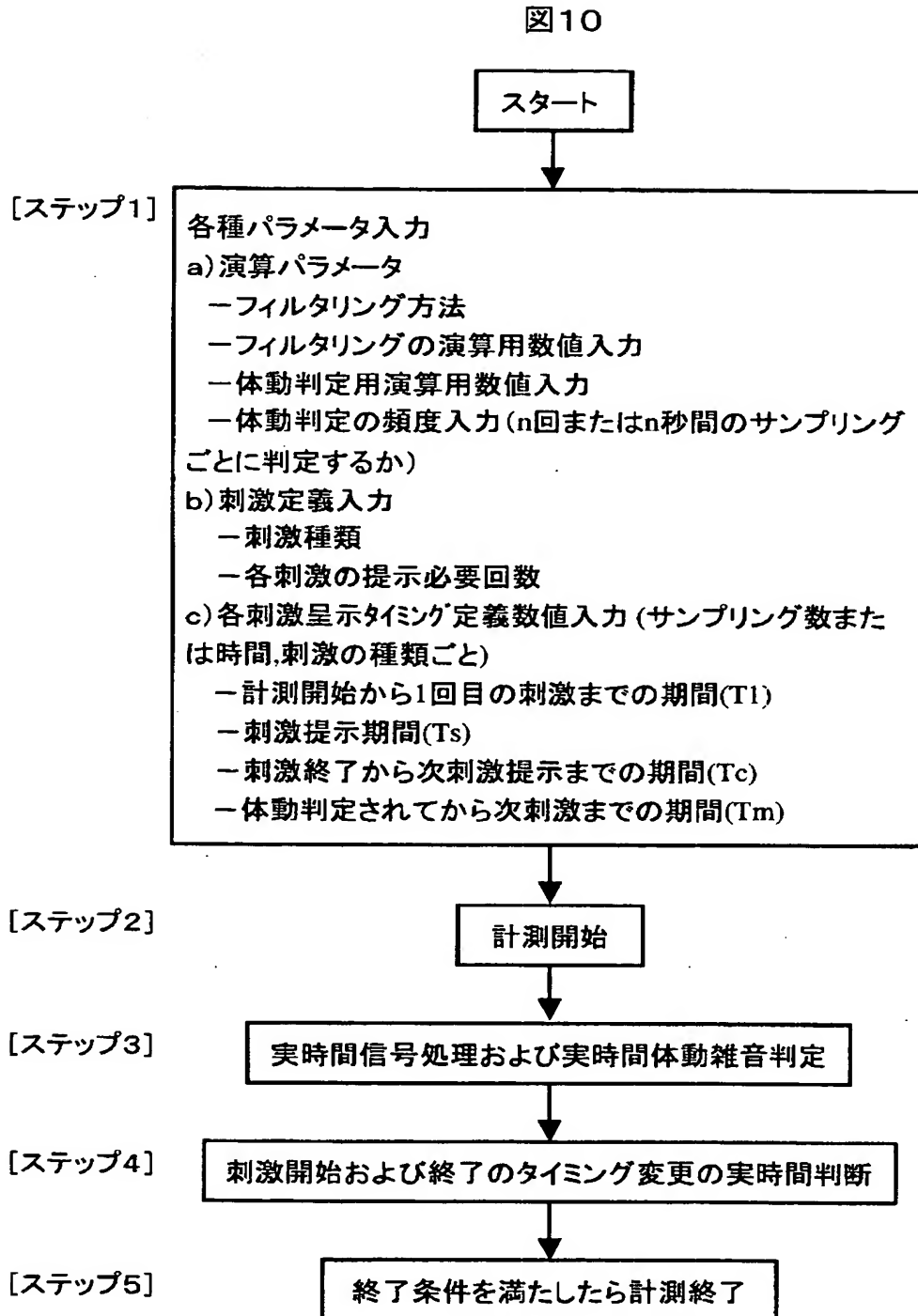
【図 8】



【図9】

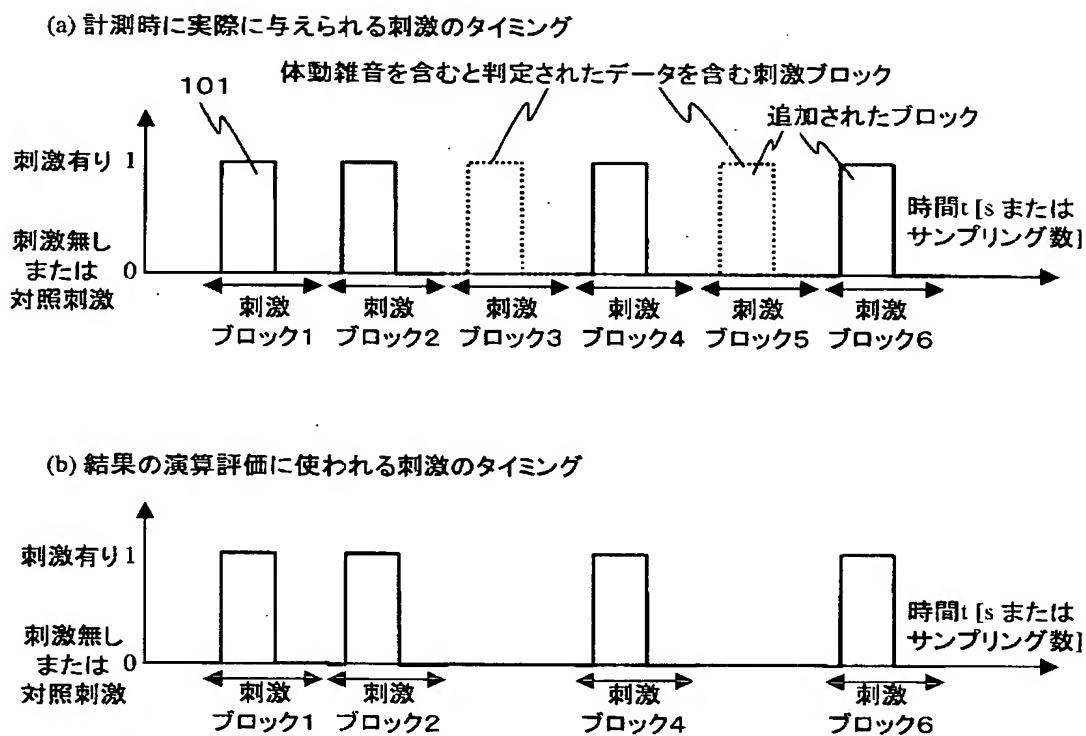


【図10】



【図 11】

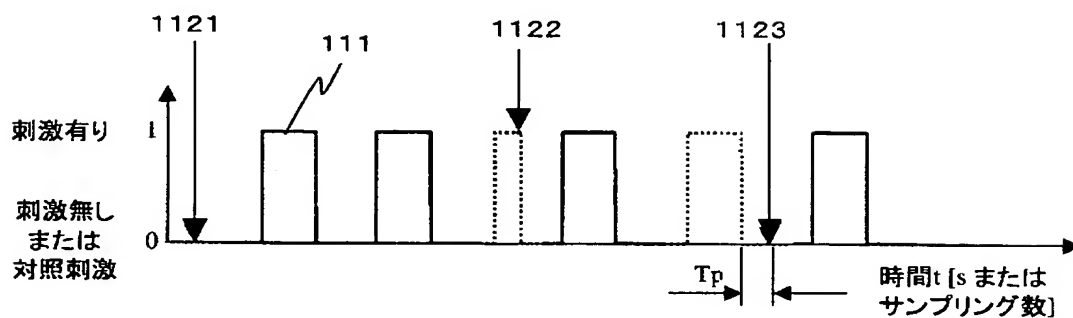
図 11



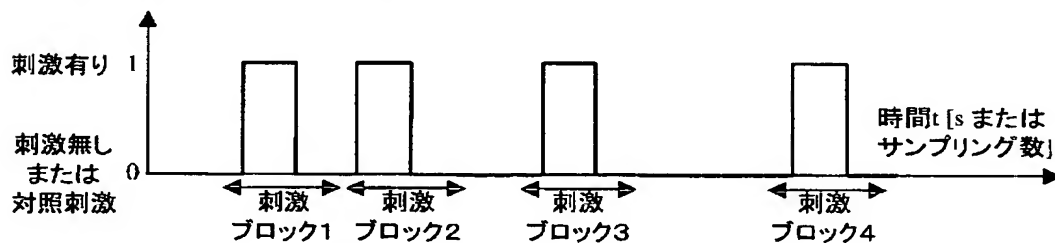
【図 12】

図12

(a) 計測時に実際に与えられる刺激のタイミング



(b) 結果の演算評価に使われる刺激のタイミング



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 乳幼児脳機能の活動に伴う血行動態変化を計測し、体動の影響を除去および低減する装置はなかった。

【解決手段】 被験者頭部に光を照射し、頭部を通過した散乱光から脳機能の活動に伴う血行動態変化を計測する。この血行動態から、任意にパラメータを入力し体動成分を判定し、被験者に刺激を与える刺激装置にフィードバックをかける。

【選択図】 図 3

特願 2 0 0 3 - 0 5 2 6 0 0

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 5 1 0 8]

1 . 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 1 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地

氏 名

株式会社日立製作所

特願 2 0 0 3 - 0 5 2 6 0 0

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 5 3 4 9 8]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名

株式会社日立メディコ